

# Laser in der Ophthalmologie

Welling, Herbert

Veröffentlicht in:  
Jahrbuch 1995 der Braunschweigischen  
Wissenschaftlichen Gesellschaft, S.69-78



Verlag Erich Goltze KG, Göttingen

HERBERT WELLING, Hannover

## **Laser in der Ophthalmologie**

Braunschweig, 10. Februar 1995\*

Das Auge ist ein optisches Organ und bietet sich in der Medizin hervorragend für therapeutische und diagnostische Anwendungen des Lichtes an. So ist es nicht verwunderlich, daß die Ophthalmologen schon immer als Vorreiter der Laseranwendung in der Medizin galten. Die Photokoagulation der Netzhaut gehört mit zu den ersten therapeutischen Nutzungen des Laserlichtes, und sie ist auch heute noch die am meisten durchgeführte medizinische Laseranwendung.

Weit über die Koagulation hinaus erstreckt sich heute der Einsatz des Lasers in der Augenheilkunde. Ein Ende in der fulminanten Entwicklung ophthalmologischer Lasersysteme ist nicht abzusehen.

### **Wechselwirkungsmechanismen**

Der Effekt, den man mit einem Laserstrahl am biologischen Gewebe erzielt, hängt neben der Wellenlänge und damit der optischen Eindringtiefe der Strahlung stark von der Laserintensität und der Wechselwirkungsdauer ab. In der Ophthalmologie verwendet man zum einen relativ niedrige Lichtintensitäten ( $\text{kW/cm}^2$ ), um gezielt Gewebe zu koagulieren. Oder aber man vaporisiert das Zielgewebe mit Hilfe von sehr kurzen (ns- $\mu$ s) Laserpulsen hoher Intensität ( $\text{MW-TW/cm}^2$ ) um das umgebende Gewebe möglichst wenig thermisch zu schädigen. Dies erreicht man mittels Photoablation bzw. Photodisruption.

### **Laserkoagulation**

Ziel der Laserkoagulation ist es, bestimmte Gewebeareale, etwa in der Netzhaut, durch Einwirken von Hitze gezielt zu zerstören. Typische Leistungen, die dabei verwendet werden, liegen im Bereich von einigen 100 mW bis hin zu 1 W bei einem Spotdurchmesser auf der Retina zwischen 50–100  $\mu\text{m}$ . Die Einstrahlzeit beträgt wenige 100 ms. Der gewünschte biologische Effekt tritt bereits nach einer Temperaturerhöhung von wenigen 10 °C auf. Es kommt zum Erliegen der Enzymtätigkeiten, zur Denaturierung der Proteine und schließlich zur Blutgerinnung in den Gefäßen.

---

\* Zusammenfassung eines Vortrags vor der Klasse für Mathematik und Naturwissenschaften der Braunschweigischen Wissenschaftlichen Gesellschaft.

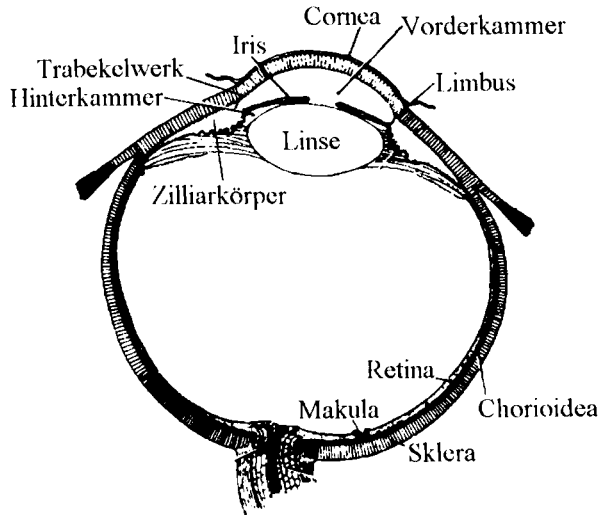


Abbildung 1:  
Schematische Übersicht über die Anatomie des Auges (nach [Fre 85])

Bei der Auswahl der Wellenlänge und damit des Lasertyps richtete man sich lange Zeit nach dem Zielgewebe, welches vornehmlich koaguliert werden sollte. Handelte es sich dabei um Blutgefäße, so war man bestrebt, die hohe Absorption des Hämoglobins im grünen Spektralbereich auszunutzen. Das Xanthophyll und das Melanin des Retinalen Pigmentepithels (RPE) absorbieren im blauen Spektralbereich. Hier erschien die blaue Linie des Ar<sup>+</sup>-Lasers (488 nm) als optimale Wellenlänge [Tre 82]. Jüngere Untersuchungen haben jedoch gezeigt, daß sich eine Differenzierung der Wellenlänge am Hinterabschnitt des Auges letztlich nicht als sinnvoll erwiesen hat. Das Ausmaß der thermischen Schädigungszone ist in der Regel trotz selektiver Absorption größer als die räumliche Entfernungen der unterschiedlichen Chromophore. Lediglich im Bereich der Makula („gelber Fleck“, Stelle des schärfsten Sehens, vgl. Abb. 1) ist aufgrund der Blaulicht-Intoxikation der Lichtrezeptoren von der Behandlung mit blauem Licht (488 nm) abzusehen.

Ist man hingegen bestrebt, relativ große Volumina zu koagulieren, bietet sich die im nahen IR gelegenen Linien des Nd:YAG Lasers (1064 nm) bzw. die Diodenlaser an (780–850 nm). In diesem Spektralbereich haben sämtliche Chromophore ihr Absorptionsminimum, so daß hauptsächlich die Streuung bei der Verteilung der Lichtenergie im Gewebe eine Rolle spielt.

## Klinische Anwendungen der Laserkoagulation

Bei den meisten Diabetikern ist mit zunehmendem Alter eine Veränderung des Augenhintergrundes zu beobachten (*Diabetische Retinopathie*). Sie äußert sich in sackförmigen Ausweitungen kleiner Blutgefäße, kleinere und größere Blutungen, Bildung von Ödemen und Neubildung von minderwertigen, brüchigen Gefäßen (Proliferative Diabetische Retinopathie, PDR). Mit fortschreitender Erkrankung ist eine zunehmende Sehverschlechterung, bis hin zur völligen Erblindung zu beobachten. Erste Ansätze der Lasertherapie konzentrierten sich auf eine direkte, massive Verödung der neovaskulären Strukturen, die jedoch gerade den Krankheitsverlauf der PDR häufig beschleunigten. Heute weiß man, daß man indirekt, durch zusätzliches Erzeugen mehrerer hundert Koagulationsherde in der peripheren Netzhaut dem Krankheitsverlauf und damit der zunehmenden Sehverschlechterung Einhalt gebieten kann. Der Schlüssel zum Erfolg liegt hier in der Zerstörung eines großen Anteils der peripheren Photorezeptoren der Retina, die einen hohen Sauerstoffbedarf zeigen und damit als Stimulus der Neovaskularisation wirken. Eine Einschränkung des peripheren Sehvermögens ist bei dieser Behandlungsmethode nicht zu erwarten. Selbst wenn ein Großteil des Netzhautareals koaguliert worden ist, setzt das Gehirn sich das Bild rasterförmig, aus den übriggebliebenen intakten Arealen wieder zusammen.

Die *Senile Makuladegeneration (SMD)* gehört mit zu den häufigsten Erblindungsursachen in den Industrieländern. Der Krankheitsverlauf zeigt sich in der Entwicklung neuer choroidaler Blutgefäße. Die Gefäße können im Bereich der Makula brüchig werden. Eine Ansammlung der Exudate im Bereich der Makula führen zu zunehmender Sehschärfe bis hin zum völligen Verlust des zentralen Sehens. Bei der Behandlung der SMD mit Hilfe von Laserlicht ist man bestrebt, die abnormen Blutgefäße der Aderhaut durch Koagulation zu verschließen. Ähnlich wie im Falle der diabetischen Neovaskularisation kann man auch hier davon ausgehen, daß durch die Laserbehandlung die Freigabe von Stoffen gefördert werden kann, welche eine Neovaskularisation verhindern helfen [McM 83].

Bei einer drohenden *Netzhautablösung* ist der behandelnde Arzt bestrebt, Koagulationsherde rund um die Gefahrenstelle zu applizieren, um so eine lokale Narbenbildung hervorzurufen. Das neu gebildete Narbengewebe hält Netzhaut und Aderhaut fester zusammen.

Im vorderen Abschnitt des Auges findet die Laserkoagulation ebenfalls therapeutische Anwendungen. Glaukompatienten, bei denen eine medikamentöse Therapie zur Senkung des Augeninnendruckes ebenso erfolglos blieb wie filtrationschirurgische Maßnahmen (Sklerostomie, Trabekulektomie), kann eine sog. Zyklphotokoagulation mit dem Nd:YAG oder mit einem Diodenlaser den normalen Augendruck wiederherstellen. Ziel der Zyklphotokoagulation ist es, einen Teil des Ziliarkörpers (Abb. 1), in dem das Kammerwasser produziert wird, definiert zu zerstören, um dadurch die Kammerwasserproduktion einzuschränken. Dabei wird der Laserstrahl im Bereich des Limbus (Übergang Hornhaut/Aderhaut) von außen per Lichtleiter appliziert. Die Laserstrahlung durchdringt die Aderhaut und wird vom pigmentiertem Anteil des Ziliarkörpers absorbiert.

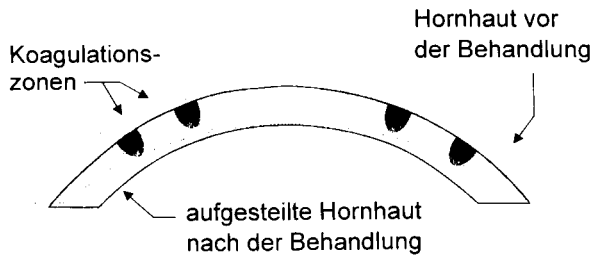


Abbildung 2:

*Prinzip der photothermischen Keratoplastie zur Korrektur der Weitsichtigkeit. Außerhalb der optischen Zone werden punktförmig Teile des Hornhautstromas erwärmt. Die Folge ist eine örtliche Verkürzung der Kollagenfasern, welches die Hornhaut lokal strafft*

Zur Korrektur der Weitsichtigkeit (Hyperopie) befindet sich derzeit ein Verfahren in klinischer Erprobung, bei dem mit dem Ho:YAG Laser gezielt Teile des Hornhautstromas erwärmt werden. Die Folge ist eine örtliche Verkürzung der Kollagenfasern, welches die Hornhaut lokal strafft (Abb. 2). Der Ho:YAG Laser emittiert bei einer Wellenlänge von  $2,06\ \mu\text{m}$ . Diese Strahlung dringt nur wenige  $100\ \mu\text{m}$  in das Hornhautstroma hinein. Mit einer Pulslänge im Bereich von Millisekunden läßt sich der gewünschte Temperaturverlauf ( $60^\circ\text{--}85^\circ\text{C}$ ) im Stroma entsprechend steuern. Über die Langzeitstabilität dieses Verfahrens läßt sich derzeit noch keine sichere Aussage machen. Korrekturen von bis zu  $+4\ \text{dpt}$  sind bereits erfolgreich durchgeführt worden und über einen Zeitraum von mehreren Monaten mit ausreichender Stabilität beobachtet worden.

### Photoablation

Der Begriff Ablation wird häufig für viele Laseranwendungen benutzt, bei denen auch eine massive Koagulation des bestrahlten Gewebes mit zum therapeutischen Eingriff gehört. Im folgenden steht der Begriff Photoablation für das Abtragen von Gewebe mit minimaler Traumatisierung des zurückbleibenden Gewebes. Erreicht wird diese Form der Gewebearbeitung mit Hilfe kurzer ( $\text{ns-}\mu\text{s}$ ) Laserpulse und mit einer Wellenlänge bei der die optische Eindringtiefe der Laserstrahlung im Gewebe möglichst gering, d. h. in der Größenordnung von  $1\ \mu\text{m}$ , ist. In Frage kommen dafür Laser die entweder im tiefen UV emittieren (ArF-Excimerlaser,  $\lambda = 193\ \text{nm}$ ). In diesem Spektralbereich sind die Proteine und die im Gewebewasser gelösten Salze für die hohe Absorption verantwortlich. Oder aber man verwendet Infrarot-Laser, die bei einer Wellenlänge um  $3\ \mu\text{m}$  emittieren (Er:YAG,  $\lambda = 2,94\ \mu\text{m}$ ). Hier kann die starke Absorption des Wassers nutzbar gemacht werden. Der Wasseranteil von biologischem Weichgewebe liegt im Bereich zwischen 70% und 90%.

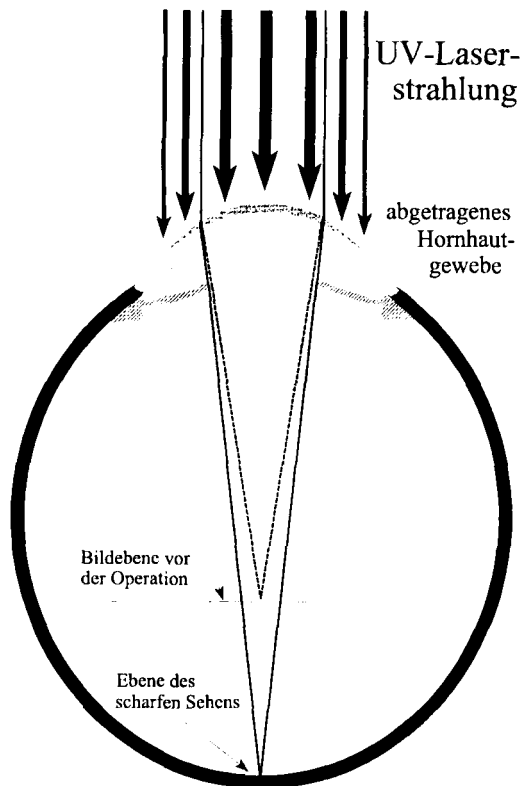


Abbildung 3:

*Myopiekorrektur mit dem Excimerlaser. Das Zentrum der optischen Zone der Hornhaut wird abgeflacht. Die Tiefe des Abtrages beträgt, je nach Größe der Bearbeitungszone nur 8–12 µm pro korrigierter Dioptrie. In der Schemazeichnung ist die Abtragtiefe aus Anschauungsgründen übertrieben dargestellt*

### Klinische Anwendungen der Photoablation

Eine ophthalmologische Laseranwendung, die in jüngster Zeit einen enormen technologischen Schub in der Laserentwicklung in Gang gesetzt hat, die aber auch größte publizistische Aufmerksamkeit erfahren hat, ist die Korrektur von Fehlsichtigkeiten durch direkte Modellierung der Hornhautoberfläche. Die *Photorefraktive Keratektomie (PRK)* mit dem ArF-Excimerlaser hat sich 12 Jahre nach den ersten experimentellen Erfahrungen mit der UV-Photoablation an biologischem Gewebe [Tro 83] zu einer wissenschaftlich anerkannten und sehr erfolgreichen klinischen Laseranwendung entwickelt.

Der Laser wird hierbei eingesetzt, um in der zentralen optischen Zone der Hornhaut die Krümmungsradien der Oberfläche zu ändern, um damit den entsprechenden Betrag der

Fehlsichtigkeit des Auges zu korrigieren. Bei der Kurzsichtigkeit (Myopie) wird die Hornhaut abgeflacht. Die Tiefe des zentralen Abtrages beträgt, je nach Größe der Bearbeitungszone, etwa 8 bis 12  $\mu\text{m}$  pro Dioptrie (Abb. 3).

Es liegen inzwischen über 7jährige Erfahrungen mit dem PRK-Verfahren vor. Schätzungsweise sind weltweit an deutlich über 500.000 Patienten myope und astigmatische Augen behandelt worden. Ergebnisse mit Erfolgsraten von 95–98% bei Korrekturen von –4 dpt und mehr als 90% bei Korrekturen von bis zu –6 dpt wurden in kontrollierten klinischen Studien erhoben. Ein Eingriff wird dann als Erfolg gewertet, wenn der Patient 1 Jahr nach seinem Eingriff in seiner Refraktion weniger als 1 dpt von Null entfernt liegt und sein alltägliches Leben ohne Brille meistern kann.

Obwohl sich der Schwerpunkt der PRK-Forschung auf den ArF-Excimerlaser konzentriert hat, gab es immer wieder Anstrengungen, nach Alternativen für den Excimerlaser zu suchen. Der Nachteil dieses Lasersystems sind seine relativ großen Abmessungen, die für den Betrieb notwendigen toxischen Gase sowie die Tatsache, daß es sich bei der UV-Laserstrahlung um potentiell mutagene Strahlung handelt. Letztere Befürchtung hat sich hinsichtlich der Behandlung von Hornhautgewebe in zahlreichen Studien als unbegründet herausgestellt [Geb 90, Koc 91, Lub 92, 94]. Dennoch ist die Motivation, die beiden übrigen Nachteile mit einem sehr viel kleineren und damit auch preisgünstigeren Festkörperlaser beheben zu können, stark genug um weitere Forschungsanstrengungen auf dem Gebiet zu unternehmen. Ein aussichtsreicher Kandidat für die Ablösung des Excimerlasers in der Medizin ist der Er:YAG Laser. Wenn auch derzeit die Bearbeitungsqualität der 3  $\mu\text{m}$ -Laserstrahlung noch deutlich unterhalb derjenigen der 193 nm-Strahlung liegt, so gibt es dennoch vielversprechende Ansätze, die Infrarot-Photoablation auch für die Refraktive Laserchirurgie nutzbar zu machen. Eines der Hauptprobleme, die sich beim Er:YAG Laser stellen, ist seine relativ große Abtragsrate von mehreren  $\mu\text{m}$  pro Puls. Durch den Pulscharakter der Laserstrahlung entstehen kleine Stufen auf der bearbeiteten Hornhautoberfläche (Abb. 4). Die Höhe der Stufen entspricht dem Abtrag eines Laserpulses. Der ArF-Excimerlaser hat eine Abtragsrate von nur 0,2–0,5  $\mu\text{m}$  pro Puls bei einer Energiedichte von 120 bis 180  $\text{mJ}/\text{cm}^2$ . Dies reicht aus, um die Oberfläche der Hornhaut genau genug zu modellieren. Die nach dem operativen Eingriff verbleibenden Stufen werden von dem obersten Deckhäutchen, dem Epithel, welche ohnehin vor jeder Operation mechanisch entfernt wird und dann aber wieder nachwächst, ähnlich wie der Feinputz auf einer rauen Wand, ausgeglichen. Beim Er:YAG Laser sind diese Stufen jedoch zu hoch. Bende und Mitarbeiter [Ben 92] haben gezeigt, daß es möglich ist, durch einen Flüssigkeitsfilm auf der Kornea während der Ablation die Ablationsrate zu verringern und gleichzeitig die verbleibende Oberflächenrauigkeit zu verbessern. Seiler und Mitarbeiter haben vorgeschlagen, das Gaußprofil in der Intensitätsverteilung des Laserstrahls auszunutzen um zumindest für die Myopiekorrektur die Hornhautoberfläche entsprechend abzuflachen. Auf diese Art könnten ohne zusätzliche Strahlformung allein mit dem Grundmode des Lasers, je nach Pulsenergie Lentikel zwischen –0,25 dpt und mehreren Dioptrien pro Puls von der Hornhautoberfläche abgetragen werden. Es bleibt dennoch das Problem der vergleichsweise hohen thermische Schädigung des nicht abgetragenen Gewebes in der Größenordnung von einigen wenigen  $\mu\text{m}$  bestehen. In-vivo Un-

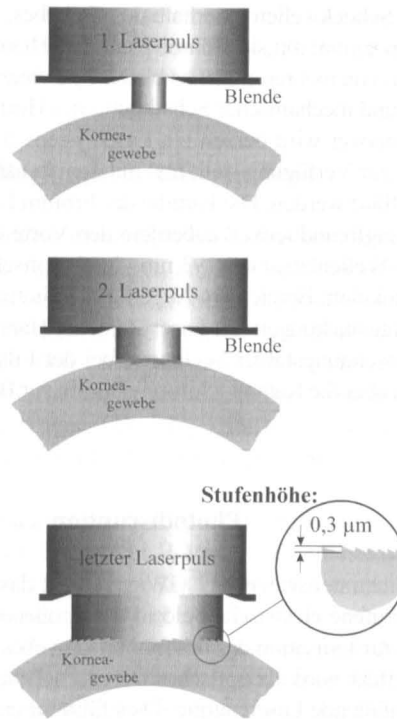


Abbildung 4

Durch den Pulscharakter der Laserstrahlung entstehen unter sich kontinuierlich öffnenden Irisblende kleine Stufen auf der bearbeiteten Hornhautoberfläche. Die Höhe der Stufen entspricht dem Abtrag eines Laserpulses. Nach dem operativen Eingriff werden diese von dem obersten Deckhäutchen, dem Epithel, wieder ausgeglichen.

tersuchungen müssen zeigen, in wie weit das Hornhautgewebe dieses Ausmaß an Schädigung toleriert, ohne Narbenbildung mit entsprechender Minderung der Sehfähigkeit zu hinterlassen. Eine Möglichkeit der Verringerung der thermischen Schädigung ließe sich durch eine Verkürzung der Pulsdauer erreichen. Die Probleme zeigen sich hier jedoch auf der technischen-physikalischen Seite. Gewöhnlich verkürzt man einen Laserpuls sehr effektiv mit Hilfe eines sogenannten Güteschalters, der während des optischen Pumpvorganges dafür sorgt, daß die optische Energie im Laserkristall zunächst gespeichert wird und erst am Ende des Pumpulses die gesamte Energie innerhalb sehr kurzer Zeit (einige ns) als Laserlicht hoher Intensität freigegeben wird. Leider gibt es derzeit nur wenige optische Materialien, die für Licht der Wellenlänge um  $3\ \mu\text{m}$  transparent genug sind und eine ausreichend hohe Zerstörschwelle besitzen, so daß es technisch sehr schwierig ist, entsprechende Lasersysteme aufzubauen. Darüber hinaus werden bei dieser Form der Photoablation die Ablationsfragmente mit enorm hoher Geschwindigkeit von der Gewebeoberfläche entfernt. Aufgrund des induzierten Rückstoßes entwickeln



sich sehr intensive Schockwellen innerhalb des Gewebes, die ein erhebliches mechanisches Schädigungspotential mit sich führen [Lub 93]. Theoretische Untersuchungen zeigen, daß Pulsängen von mehreren 100 ns bis zu 1  $\mu$ s einen optimalen Kompromiß zwischen thermischer und mechanischer Schädigung des Hornhautgewebes darstellen. Am Laser Zentrum Hannover wird derzeit ein Lasersystem entwickelt, welches Pulse entsprechender Länge zur Verfügung stellt und mit dem in naher Zukunft erste in-vitro Experimente durchgeführt werden. Die Familie der Erbium Laser bieten neben ihrer Kompaktheit und Wartungsfreundlichkeit außerdem den Vorteil, daß sich ihre Strahlung, im Gegensatz zur UV-Wellenlänge bei 193 nm, durch optische Fasern führen läßt. Damit wird auch der intraokulare Bereich am Auge für die Photoablation zugänglich gemacht. Derzeitige Laboruntersuchungen am Laser Zentrum Hannover versprechen eine Vielzahl möglicher Anwendungsfelder beginnend bei der Filtrationschirurgie zur Behandlung des Glaukoms über die Kataraktchirurgie bis hin zur Bearbeitung epiretinaler Membranen.

### Photodisruption

Bei extremen Lichtintensitäten ( $> 1 \text{ GW/cm}^2$ ) liegt das durch die fokussierte Laserstrahlung hervorgerufene elektrische Feld in der Größenordnung atomarer elektrischer Felder. Es kommt zur Ionisation des bestrahlten Gewebes und damit zur Bildung eines Plasmas. Dieser Effekt wird als optischer Durchbruch bezeichnet. Das Plasma absorbiert die weiter einfallende Laserenergie. Dies führt zu einer schlagartigen Aufheizung und Expansion des Plasmas. Es entstehen, lokal eng begrenzt, Temperaturen von etwa 15.000 K und Drücke von über 1000 bar. Der optische Durchbruch muß nicht zwingend an einer Oberfläche stattfinden, sondern kann auch bei starker Fokussierung des Laserstrahls in einem transparenten Medium im freien Raum erfolgen. Diese Möglichkeit macht die Photodisruption für intraokulare Anwendungen sehr interessant.

### Klinische Anwendungen

Bei der Behandlung des grauen Stars (Katarakt) wird die opake natürliche Linse entnommen, um sie durch eine künstliche zu ersetzen. Gewöhnlich läßt man bei dieser Operation den hinteren Teil des Kapselsackes an seinem Platz, um postoperative vitreoretinale Komplikationen zu vermeiden. Diese Kapselmembran kann sich nach einiger Zeit selbst eintrüben und die Sehfähigkeit des Patienten erheblich reduzieren. Man spricht hier auch vom sog. *Sekundärem Katarakt*. Vor der Anwendung des Lasers, wurde mit einer Nadel, die man in das Auge einführte die Linsenkapsel mechanisch eröffnet. Heute kann man mit dem gutegeschalteten Nd:YAG Laser die Linsenkapsel eröffnen, ohne dabei erneut das Risiko eines invasiven Eingriffes tragen zu müssen.

Die *Iridotomie* ist eine der wirksamsten Operationsmethoden beim Winkelblockglaukom. Der Nd:YAG-Laser perforiert dabei einen Teil der Iris, die sich infolge eines Rückstaus des Kammerwassers an das Trabekelwerk angelegt hat und somit den Abfluß des

Kammerwassers verhindert. Die Folge ist ein massiver Anstieg des intraokularen Druckes. Durch die Eröffnung der Iris wird der Rückstau vermindert und das Kammerwasser kann durch das Trabekelwerk wieder abfließen.

## Diagnostische Lasersysteme

Neben den therapeutischen Einsatzmöglichkeiten bietet der Laser auch die Möglichkeit, zahlreiche diagnostische Anwendungen am Auge durchzuführen. Das Scanning-Laser-Ophthalmoskop (SLO) gestattet es, Videobilder der Retina mit exzellenter Tiefenschärfe aufzunehmen. Ein Laserstrahl mit geringer Leistung ( $\mu\text{W}$ ) rastert den Augenhintergrund in vertikaler und horizontaler Richtung ab [Web 80, Wei 89, Fra 93]. Mit Hilfe von konfokalen Beobachtungstechniken lassen sich so beispielsweise dreidimensionale Bilder des Sehnervenkopfes erzeugen. Durch Injektion eines fluoreszierenden Farbstoffes (ICG, Fluoreszein) erhält man hochauflösende angiographische Aufnahmen des Gefäßsystems der Netzhaut.

Die Optische Kohärenz Tomographie (OCT) ist ebenfalls ein bildgebendes Verfahren, mit dem ähnlich wie beim Ultraschall B-Mode hochauflösende Schnittbilder des Auges erzeugt werden können [Swa 93, Iza 93]. Ortsinformation erhält man bei diesem System auf der Grundlage der sog. „Low-Coherence-Interferometry“. Bei dieser Technik erhält man auf einem Detektor nur dann Interferenzringe, wenn die optische Weglänge des aus dem Auge reflektierten Lichtes innerhalb der Kohärenzlänge des Lichtweges im Referenzarm des Interferometers liegt. Eine Superluminisenzdiode als Lichtquelle ermöglicht longitudinale Auflösungen um  $10\text{ }\mu\text{m}$ . Die transversale Auflösung ist durch die Spotgröße des Lichtstrahles gegeben und liegt im Bereich von wenigen  $\mu\text{m}$ . Optische Heterodyn-Verfahren und die Verwendung von Rauschunterdrückungstechniken, wie sie bei der optischen Kommunikationstechnik verwendet werden, ermöglichen selbst die Detektion von Licht, welches aus dem inneren der Netzhaut zurückgestreut wird. Es gibt derzeit kein vergleichbares bildgebendes Verfahren, mit dem man Schnittbilder des Augenhintergrundes mit einer derartig hohen Auflösung erstellen kann. Der klinische Wert der Informationen, die mit diesem Verfahren gewonnen werden, kann derzeit noch gar nicht abgeschätzt werden. Die neu eröffnete optisch-mikromorphologische Dimension verspricht weitreichende Fortschritte in der Pathophysiologie und Diagnostik.

## Literatur

- [Ben 92] Bende T., Jean B., Matallana M., Seiler T.; Wet areal ablation with the erbium:YAG laser (2,94): first results; *Lasers Light Ophthalmol* 5(1), 39–44 (1992)
- [Fra 93] Frambach D.A., Dacey M.P., Sadun A; Stereoscopic photography with a scanning laser ophthalmoscope; *Am.J.Ophthalmol* 116, 484–488 (1993)
- [Fre 85] Freyler H; *Augenheilkunde*; Springer Wien, New York (1985)
- [Iza 93] Izatt J.A., Hee M.R., Huang D.; Micron resolution biomedical imaging with optical coherence tomography; *Optics & Photonics News* Oct 14–18 (1993)

- [Koc 91] Kochevar I.E., Walsh A.A., Green H.A., Sherwood M., Shih A.G., Sutherland B.M.; DNA damage induced by 193-nm radiation in mammalian cells; *Cancer Research* 51, 288–293 (1991)
- [Lub 93] Lubatschowski H., Kermani O., Asshauer T.; Zur Photoablation der Hornhaut mit gepulster 2790 nm ErCr:YSGG-Laserstrahlung; *Ophthalmologie* 90, 183–190 (1993)
- [Lub 92] Lubatschowski H., Kermani O.; 193 nm Excimerlaserphotoablation der Hornhaut; *Ophthalmologie* 89, 134–138 (1992)
- [Lub 94] Lubatschowski H., Kermani O., Otten C., Haller A., Schmiedt K., Ertmer W.; ArF-excimer laser induced secondary radiation in photoablation of biological tissues; *Lasers Surg. Med.* 14, 168–177 (1994)
- [McM 83] McMeel J.W., Avila M.P., Jalkh A.E.; Subretinal neovascularisation in senile macular degeneration; *Trans New Orleans Acad Ophthalmol* 291–298 (1983)
- [Swa 93] Swanson E.A., Izatt J.A., Hee M.R.; In vivo retinal imaging by optical coherence tomography; *Optics Lett* 18, 1864–1866 (1993)
- [Tre 82] Trempe C.L., Mainster M.A., Pomerantzeff O.; Macular photocoagulation: Optimal wavelength selection; *Ophthalmology* 89, 721–728 (1982)
- [Tro 83] Trokel S.L., Srinivasan R., Braren B.; Excimer laser surgery of the cornea; *Am.J.Ophthalmol.* 96, 710–715 (1983)
- [Geb 90] Gebhart E., Lang G.K., Tittelbach H., Rau D., Naumann G.O.H; Untersuchungen zur Chromosomenmutagenität eines 193-nm-Excimerlasers; *Fortschr. Ophthalmol.* 87, 229–233 (1990)
- [Web 80] Webb R.H., Hughes G.W., Pomerantzeff O.; Flying spot TV ophthalmoscope. *Applied Optics* 19, 2991–2997 (1980)
- [Wei 89] Weinreb R.N., Dreher A.W., Bille J.P.; Accuracy of topographic measurements in a model eye with the laser tomographic scanner; *Invest Ophthalmol Vis Sci* 32, 2992–2996 (1991)

---

Prof. Dr. H.Welling  
 Institut für Quantenoptik der Universität Hannover  
 Welfengarten 1 · 30167 Hannover